

DIALOG(R)File 351:Derwent WPI  
(c) 2003 Thomson Derwent. All rts. reserv.

010370123    \*\*Image available\*\*  
WPI Acc No: 1995-271485/ 199536  
XRPX Acc No: N95-208684

**X-ray diagnostic appts. - has solid-state pick-up element which retains  
last read information corresp. to examined object**

Patent Assignee: TOSHIBA KK (TOKE ); TOSHIBA MEDICAL ENG CO LTD (TOSH-N)

Number of Countries: 001 Number of Patents: 001

Patent Family:

Patent No	Kind	Date	Applicat No	Kind	Date	Week
JP 7171142	A	19950711	JP 93320716	A	19931221	199536 B

Priority Applications (No Type Date): JP 93320716 A 19931221

Patent Details:

Patent No	Kind	Lan	Pg	Main IPC	Filing Notes
JP 7171142	A		5	A61B-006/00	

Abstract (Basic): JP 7171142 A

The appts. has a radiation emitter (10) which radiates ray into the examined object. It has an image intensifier (20) which converts a radiation image into an optical image fed into a television camera (40) that contains a solid-state image pick-up element where information can be read and information destruction is prevented. A second calculating unit adds pixel value into the solid-state image pick-up element.

When the pixel value resulting from the second calculating circuit exceeds the allowable value as compared by the comparator (74), radiation emission is stopped. A television camera drive unit (50) reads the information stored in the solid-state image pick-up element upon emission stop.

ADVANTAGE - Obtains proper exposure without performing prior test emissions.

Dwg.1/3

Title Terms: RAY; DIAGNOSE; APPARATUS; SOLID; STATE; PICK; UP; ELEMENT;  
RETAIN; LAST; READ; INFORMATION; CORRESPOND; OBJECT

Derwent Class: P31; S03; S05; W04

International Patent Class (Main): A61B-006/00

International Patent Class (Additional): H05G-001/38

File Segment: EPI; EngPI

Manual Codes (EPI/S-X): S03-E06B; S05-D02A5B; W04-M01B5; W04-M01B7;  
W04-M01C9; W04-M01D2A; W04-M01F1

(19)日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11)特許出願公開番号

特開平7-171142

(43)公開日 平成7年(1995)7月11日

(51)Int.Cl.<sup>6</sup>

識別記号

庁内整理番号

FI

技術表示箇所

A 6 1 B 6/00

H 0 5 G 1/38

9163-4C

A 6 1 B 6/ 00

3 0 3 F

審査請求 未請求 請求項の数3 OL (全 5 頁)

(21)出願番号 特願平5-320716

(22)出願日 平成5年(1993)12月21日

(71)出願人 000003078

株式会社東芝

神奈川県川崎市幸区堀川町72番地

(71)出願人 000221214

東芝メディカルエンジニアリング株式会社

栃木県大田原市下石上1385番の1

(72)発明者 塚本 明

栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会  
社東芝那須工場内

(72)発明者 西木 雅行

栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会  
社東芝那須工場内

(74)代理人 弁理士 鈴江 武彦

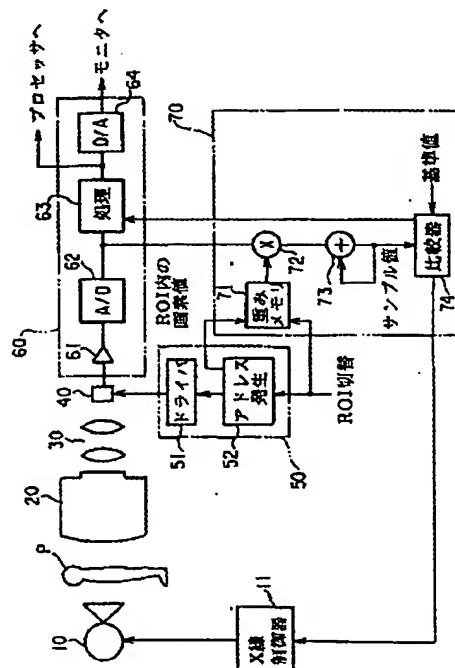
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 放射線診断装置

(57)【要約】

【目的】 前面採光型平面検出器やフォトピックアップによる画質への悪影響を排除し、テスト曝射を行なうことなく適正な露光量が得られる放射線診断装置を提供すること。

【構成】 放射線曝射手段10と、放射線像を光学像に変換するイメージンテンシファイア20と、前記光学像を撮影するTVカメラ40を備えた放射線診断装置において、TVカメラ40に組み込まれた非破壊読み出し可能な固体撮像素子と、この固体撮像素子から非破壊読み出しにより画像の画素値を加算する手段73と、積算する手段73により積算された画素値が所定値を越えたときに放射線曝射を停止する手段74と、曝射停止後前記固体撮像素子に蓄積された画像情報を読み出す手段50、60とを備えている。



3

量を得ることが可能である。また、素子の非破壊読み出しを行なう領域を指定すれば、露光量はその領域が適正な明るさを得た時点で放射線の曝射を止めるようにすることが可能である。

【0009】

【実施例】図1は本発明の一実施例に係るX線診断装置の構成を示すブロック図である。この図において、10はX線管、20はI. I.、30は光学系、40はTVカメラ、50はTVカメラ駆動部、60は信号処理部、70は自動輝度調整回路を示している。

【0010】X線管10はX線制御器11によってX線曝射条件が制御されている。X線制御器11には後述する比較器74の出力が接続されている。TVカメラ40の入力デバイスには非破壊読み出しが可能で、かつランダムアクセス可能な固体撮像素子であるCMD (charge modulation device) が用いられている。

【0011】TVカメラ駆動部50は、TVカメラ40を駆動するドライバ51と、TVカメラ40の画像情報を読み出す領域を指定するアドレス発生部52を備えている。なお、アドレス発生部52は後述するフォトタイマモード時に、予め指定された採光野に対応する複数の領域ROI (region of interest) から画素を読み出すためのアドレス指定情報を複数有している。さらに、アドレス発生部52は、通常の撮影モード時の全画素読み出し動作を行なうためのアドレス指定情報を有している。

【0012】信号処理部60は、TVカメラの出力を増幅するアンプ61と、増幅された信号をA/D変換するA/D変換器62と、信号を後述するような処理を行なう処理部63と、処理後の信号をD/A変換するD/A変換器64を備えている。なお、処理部63には後述する比較器74の出力が接続され、出力には図示しないプロセッサが接続されている。

【0013】自動輝度調整回路70は、オペレータの指定する採光野の領域ROI及びアドレス指定情報に対応する重み係数のセットを複数記憶する重みメモリ71と、A/D変換器62の出力と重みメモリ71に記憶された情報とを掛けあわせる第1演算部72と、この第1演算部72の出力を加算する第2演算部73と、この第2演算部73の出力が予め適正な露光量となるように与えられた基準値とを比較し、基準値を越えたときにX線制御器11に信号を出力する比較器74を備えている。

【0014】なお、アドレス発生部52及び重みメモリ71には予めオペレータにより所定の情報が操作卓（不図示）を介して入力されている。このように構成された本実施例のX線診断装置は次のように動作する。すなわち、撮影の準備として、オペレータは図3の(a)、(b)に示すような形状のサンプルの中から採光野の領域ROIを診断を行なう部位が含まれるように操作卓により選択する。準備が完了した時点で、オペレータが撮

4

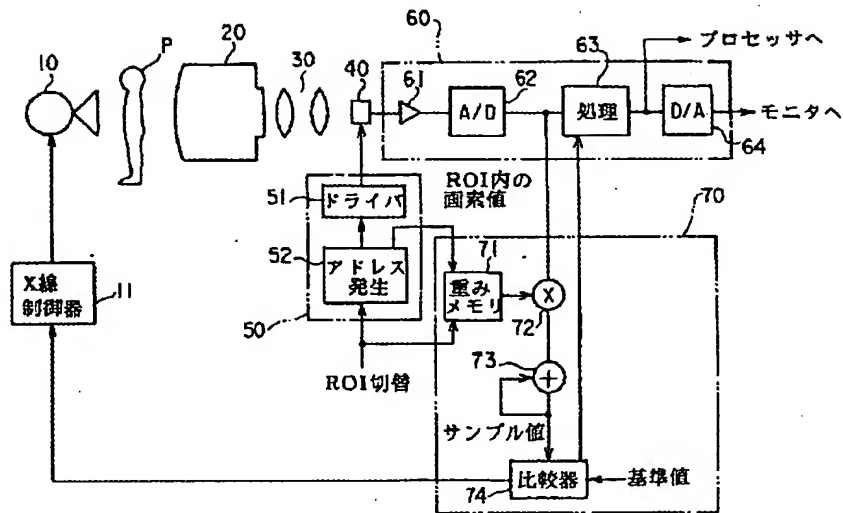
影開始を指令すると、X線管10からX線がX線管10とI. I. 20との間に位置する被検者Pに対して曝射される。同時に、アドレス発生部52では、フォトタイマモードが自動的に開始し、は予め選択された採光野の領域ROIを指定するアドレスを発生し、ドライバ51を介してTVカメラ40の撮像素子CMDを駆動する。

【0015】フォトタイマモードにおいては、TVカメラ40から出力された画像信号はアンプ61、A/D62を通して、処理部63及び自動輝度調整回路70の第1演算部72に入る。このとき、処理部63では処理が行なわれない。予め選択された採光野の領域ROIに基づいて読み出される画素の順番が予め決められた順でTVカメラ40より出力される。その順番（タイミング）に合わせて重みメモリ71から予めオペレータにより指定された採光野の領域ROI及びアドレス指定情報に対応するセットの重み値が読み出され、第1演算部72において対応する画素に重み係数が掛けられる。なお、この重み係数は選択された採光野の領域ROIの中でも特に診断に必要な部分の露光が後述するサンプル値において反映されるように大きい値が設定されている。

【0016】一方、第1演算部72で得られた画像信号は第2演算部73において累積され、TVカメラ40の採光野の領域ROI内の画像データのサンプル値となる。この画像データのサンプル値が $t_1$ におけるサンプル値として比較器74にかけられる。比較器74では予め決められた基準値と入力されたサンプル値とを比較する。アドレス発生部52はフォトタイマモードが終了するまで所定のサイクルでアドレス信号の発生を繰り返すので、TVカメラ40のCMDに蓄えられた電荷は時間 $t_1 \sim t_2$ において、順次サンプル値という形でモニタされる。比較器74では、サンプル値が基準値を越えた時点 $t_2$ でX線制御器11に対してX線停止信号を出力する。なお、基準値を越えない場合は、次のサンプル値が入力されるまで待つ。このとき、サンプル値の入力のサイクルはROI領域の画素数に比例するので、ROI領域が狭いほど新たなサンプル値の入力タイミングは早くなり、より正確な露光量の画像が得られる。

【0017】このようにしてX線曝射が停止すると、アドレス発生部52はフォトタイマモードを終了し、撮影モードを開始する。撮影モードにおいては、画像情報の読み出しが行なわれる。TVカメラ40のCMDは非破壊読み出しされていたため、曝射開始時からの情報を失うことなく蓄えており、ランダムアクセスされて、全領域の画像情報が無駄なく高速に読み出される。読み出された画像情報は増幅器61、A/D変換器62を介して処理部63に入力され、処理部63により画像処理が行なわれる。処理された画像情報はプロセッサ及びD/A変換器64に出力される。D/A変換器64でD/A変換された画像情報はモニタへ出力され、適正な露光量の画像が表示される。

【図1】



フロントページの続き

(72)発明者 名瀬 好一郎  
 栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会  
 社東芝那須工場内

(72)発明者 永井 清一郎  
 栃木県大田原市下石上1385番の1 東芝メ  
 ディカルエンジニアリング株式会社内